

①

Publication of Patent Application 1992-329944

[0009]

[Embodiment]

The embodiment of this invention is explained below in reference to the drawings.

[0010]

Fig. 1 and 2 explain the first embodiment of this invention. As presented in Fig. 1, the high-frequency electrosurgical device (1) consists of an electric insulating flexible tube (2) to be inserted into the forceps channel (26) of the endoscope (25) (Fig. 2) and the operation part (3) in the base of this flexible tube (2). The operation part (3) is electrically connected by the cord to the high-frequency generator, not shown.

[0011]

The first cylindrical stopper member (4) is fixed at the tip of the flexible tube (2). The second cylindrical stopper member (5) is fixed in position inside of the flexible tube (2), apart from the stopper member (4), closer to the base, at distance L from the tip of the flexible tube (2). Distance L is defined as 20 mm or less. A needle-shaped knife (6)

for high-frequency electrosurgery is placed in the space (8) surrounded by the first stopper member (4) and the second stopper member (5). The above described high-frequency generator supplies high-frequency current to the knife (6) through the operation part (3) and the after-mentioned operation wire (14).

[0012]

The level (12) is created inside of the opening (9) of the first stopper member (4). The large opening (11) and the small opening (10) are created by this level (12). The first stopper member (4) can guide the knife (6) through the above described opening (9) outside of the flexible tube (2).

[0013]

The stopper receiver (7) is created in the base of the knife (6) so that the stopper receiver (7) can be in contact with the above described level (12) of the first stopper member (4) and the second stopper member (5). The knife (6) is connected through this stopper receiver (7) to the end of the operation wire (14) inserted into the flexible tube (2) and guided through the opening (16) of the second stopper member (5) into the above described space (8). The other end of the operation wire (14) is connected to the wire operation handle (15) which is set at the operation part

(3) for sliding along the axis. In short, by operating the wire operation handle (15) forward and backward, transfer of the knife (6) into and from the tip of the flexible tube (2) can be controlled without difficulty. Furthermore, the forward and backward movement can be controlled while the stopper receiver (7) of the knife (6) is placed only in the above described space (8).

[0014]

The liquid delivery cock (17) is placed between the flexible tube (2) and the operation part (3). In case of the high-frequency electrosurgical device (1), drug solutions are delivered to the tip of the flexible tube (2) and released out of the tip opening (13) through this cock (17). The liquid delivery cock (17) consists of the cock body (18) which turns freely around the major axis of the flexible tube (2) as a center and the connector part (19), created on the cock body (18), extending in the direction perpendicular to the major axis of the flexible tube (2). The connector part (19) comprises the upper connector body (19a) and the flexible part (19b) with the internal blade (20), the part below the connector body (19a). Because of this flexible part (19b), the connector part (19) can be turned in any direction. If the flexible part (19b) is made of material that can be bent

and maintain the bent form, the connector part (19) can be maintained in any direction. This constitutes a considerable advantage.

[0015]

The movement of the high-frequency electrosurgical device (1) with the above structure is explained.

[0016]

The operation wire (14) is pushed forward by moving the wire operation handle (15) forward. The knife (6) moves through the previously described space (8) toward the tip of the flexible tube (2). Then, the knife (6) is guided through the opening (9) of the first stopper member (4) to the tip opening (13) of the flexible tube (2) and comes out. At this time, the stopper receiver (7) placed in the base of the knife (6) is also guided through the large opening (11) of the previously described opening (9). The stopper receiver (7) touches the level (12) and further projection of the knife (6) is controlled.

[0017]

The operation wire (14) moves backward by withdrawing of the wire operation handle (15). At this time, the knife (6) moves through the previously described space (8) toward the base of the flexible tube (2). The stopper receiver (7)

touches the second stopper member (5) and further withdrawal of the knife (6) is controlled.

[0018]

The endoscope where the high-frequency electrosurgical device (1) having the above described structure is to be inserted is explained below.

[0019]

As demonstrated in Fig. 2, the endoscope (25) has the tip structure (27) incorporating the optical observation system at the far end. This tip structure (27) has the forceps uprighting device (28). In order to reduce the sliding resistance and prevent rust, the forceps uprighting device (28) is fixed in a rotatable manner toward the tip structure (27) with the resin pin (29). The endoscope (25) has the forceps channel (26) in which the high-frequency electrosurgical device (1) is inserted. Because the external tube (30) creating this forceps channel (26) is fixed to the tip structure (27) with the connector (31), this forceps channel (26) is linked with the forceps leading opening (32) that guides the forceps set at the tip structure (27) toward the outside of the endoscope (25). In order to improve penetration for forceps, the diameter (D) of the exit portion of the forceps leading opening (32) exceeds

the internal diameter (d) of the forceps channel (26). The internal diameter (d) of the forceps channel (26) ranges from 2 mm to 5.5 mm. The diameter (D) of the exit portion of the forceps leading opening (32) is 1.1 times as large as the internal diameter of the channel (26).

[0020]

The operation at the time of insertion of the high-frequency electrosurgical device (1) into the previously described endoscope (25) is explained.

[0021]

The high-frequency electrosurgical device (1) with the knife (6) withdrawn inside of the flexible tube (2) is put into the forceps channel (26) of the endoscope (5). The tip of the high-frequency electrosurgical device (1) then passes through the forceps leading opening (32) of the tip structure (27) and comes out of the tip of the endoscope (25). Afterward, the tip of the high-frequency electrosurgical device (1) is bent by raising the forceps uprighting device (28) straight up. When the tip of the high-frequency electrosurgical device is brought near a target incision site such as Vater's papilla, the knife (6) is readily positioned inside the tip of the flexible tube (2) projecting from the tip of the endoscope (25). In the

routine incision procedures, generally, the length of the tip of the high-frequency electrosurgical device (1) projecting from the tip of the endoscope exceeds 20 mm. In the case of high-frequency electrosurgical device (1) as an embodiment of this invention, a second stopper member (5) is located at a site within 20 mm from the tip of the flexible tube (2). Accordingly, at the time of operation of the forceps uprighting device (28), the knife (6) is readily projecting from the tip of the endoscope (25).

[0022]

Following the above-mentioned operation procedures, the knife (6) in the flexible tube (2) is pushed out of the tip of the high-frequency electrosurgical device (1) by using the previously described wire technique. The knife (6) then penetrates the tissues of the above-mentioned target site and high-frequency current is supplied for incision by electrocautery.

[0023]

In the case of the high-frequency electrosurgical device (1) as an embodiment of this invention, at the time of operation of the forceps uprighting device (28), the knife (6) is readily positioned inside of the tip of the flexible tube (2) projecting from the tip of the endoscope (25).

Therefore, the possibility is low that the knife (6) will be bent by the forceps uprighting device. Because the forceps uprighting device (28) is not operated ahead of the knife (6), the knife (6) is not stopped around the curve of the forceps uprighting device (28a) and projection of the knife (6) from the tip of the high-frequency electrosurgical device (1) is never disturbed.

52/c

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平4-329944

(43) 公開日 平成4年(1992)11月18日

(51) Int.Cl.³

A 6 1 B 17/39

識別記号

3 1 1

庁内整理番号

8826-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願平3-25336

(22) 出願日 平成3年(1991)1月25日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 岡田 勉

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

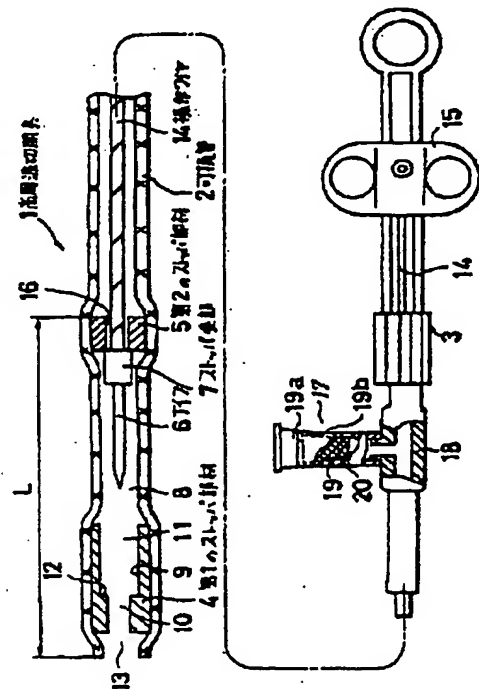
(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54) 【発明の名称】 高周波切開具

(57) 【要約】

【目的】 鉗子起上装置の作動時、鉗子起上装置によって切開用のナイフが曲げられたり、突出不能になることを防止し得る高周波切開具の提供を目的としている。

【構成】 内視鏡のチャンネルに挿通可能な電気絶縁性の可撓管2と、この可撓管2の先端部内に可撓管2の先端から突没自在に設けられた高周波切開用のナイフ6と、このナイフ6に連結されナイフ6の突没操作を行なう操作ワイヤ14と、可撓管2に設けられナイフ6の前進終端を規制する第1のストッパ部材4と、可撓管2に設けられナイフ6の後退終端を規制する第2のストッパ部材5と、第1のストッパ部材4と当接してナイフ6が可撓管2の先端から突出する長さを規制するとともに、第2のストッパ部材5に当接してナイフ6のそれ以上の後退を抑制するストッパ受部7とを具備し、第2のストッパ部材5を、可撓管2内であって可撓管2の先端から20mm以内の位置に設けた。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 内視鏡のチャンネルに挿通可能な電気絶縁性の可撓管と、この可撓管の先端部内に可撓管の先端から突出自在に設けられた高周波切開用のナイフと、このナイフに連結されナイフの突出操作を行なう操作ワイヤと、前記可撓管に設けられ前記ナイフの前進終端を規制する第 1 のストッパ部材と、前記可撓管に設けられ前記ナイフの後退終端を規制する第 2 のストッパ部材と、前記第 1 のストッパ部材と当接して前記ナイフが可撓管の先端から突出する長さを規制するとともに、前記第 2 のストッパ部材に当接して前記ナイフのそれ以上の後退を抑制するストッパ受部とを具備し、前記第 2 のストッパ部材を、前記可撓管内であって可撓管の先端から 20 mm 以内の位置に設けたことを特徴とする高周波切開具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、経内視鏡的に体腔内に挿入し、例えば十二指腸乳頭部などを切開する高周波切開具に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、十二指腸乳頭部を切開する場合、実公昭 59-17290 号公報に示されるような高周波切開具が知られている。これは、電気的絶縁性を有する可撓性のチューブ内に電極ワイヤを挿通し、このワイヤの先端部分を前記チューブの先端部の外壁面に露出し、前記ワイヤを牽引することにより前記チューブの先端部を湾曲させるとともに、露出したワイヤ部分を張って切開部を形成するようにしたものである。そして、この高周波切開具を用いて十二指腸乳頭部を切開する場合は、高周波切開具の先端を胆管に挿入し、前記切開部を十二指腸乳頭部に接触させ、前記電極ワイヤと人体との間に高周波電流を流すものである。

【0003】しかし、乳頭部が狭窄した状態にあっては、前記切開具の先端を胆管に挿入することが困難となり、前記切開部において十二指腸乳頭部を切開することができない場合がある。こうした場合、実開昭 53-100787 号公報や実開昭 61-191012 号公報に示されるような高周波切開具を用いて初期切開を行なう。この高周波切開具 80 は、図 5 に示すように、電気絶縁性を有する可撓管 81 の先端部内に高周波切開用の針状のナイフ 82 を設けて構成されているものである。また、針状のナイフ 82 は可撓管 81 の先端から突出自在に設けられ、可撓管 81 の先端部内には先端部材 86 が設けられている。ナイフ 82 の突出操作は、操作ワイヤ 83 によって行なわれる。操作ワイヤ 83 は、その一端がナイフ 82 の基端に接続され、他端が可撓管 81 基端部に設けられた操作部 84 のワイヤ操作ハンドル 85 に接続されており、ワイヤ操作ハンドル 85 を進退させることによってワイヤ 83 を押し引き操作して、ナイフ

82 を先端部材 86 から突出自在に操作するようにしたものである。また、ナイフ 82 の基端には規制部 87 が設けられており、この規制部 87 を先端部材 86 に当接させることによって、ナイフ 82 が可撓管 81 の先端から突出する長さを規制するものである。さらに、前記操作部 84 におけるワイヤ操作ハンドル 85 の基端側にはストッパ 88 が設けられており、ワイヤ操作ハンドル 85 を後退させてストッパ 88 に当接させることによって操作ワイヤ 83 の引込みを規制して、可撓管 81 内におけるナイフのそれ以上の後退を抑制するものである。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】ところで、前記高周波切開具 80 を経内視鏡的に体腔内に挿入する場合は、図 6 に示すように、まず、ナイフ 82 を可撓管 81 内に引込んだ状態で高周波切開具 80 を内視鏡 90 のチャンネル 91 内に挿通して、高周波切開具 80 の先端部を内視鏡 90 の先端から突出させる。その後、高周波切開具 80 の先端部を、鉗子起上装置 92 を起立させることによって湾曲させ、切開しようとする目的部位に近付ける。

そして、可撓管 81 内のナイフ 82 をワイヤ操作によって高周波切開具 80 の先端より押し出し前記目的部位を切開するものである。

【0005】ところが、上記従来の高周波切開具 80 では、操作部 84 において設定したワイヤ操作ハンドル 85 の後退距離 X が、可撓管 81 内での操作ワイヤ 83 の撓みなどの関係で、可撓管 81 内へのナイフ 82 の引込み長さ x と必ずしも一致していないため、例えばナイフ 82 を可撓管 81 内に引込みすぎてしまい、鉗子起上装置 92 の起立作動時、ナイフ 82 が鉗子起上装置 92 上に位置している場合がある。こうした場合、鉗子起上装置 92 の起立動作によってナイフ 82 を曲げてしまう虞がある。また、ナイフ 82 を可撓管 81 内に引込みすぎてしまうことによって、ナイフ 82 の前方で鉗子起上装置 92 を起立させてしまい、ナイフ 82 をワイヤ操作によって可撓管 81 内から押し出す際、ナイフ 82 が鉗子起上装置 92 の湾曲部位 93 で引っかかり、高周波切開具 80 の先端から突出しない虞もある。

【0006】本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、鉗子起上装置の作動時、鉗子起上装置によって切開用のナイフが曲げられたり、突出不能になることを防止し得る高周波切開具を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、本発明は、内視鏡のチャンネルに挿通可能な電気絶縁性の可撓管と、この可撓管の先端部内に可撓管の先端から突出自在に設けられた高周波切開用のナイフと、このナイフに連結されナイフの突出操作を行なう操作ワイヤと、前記可撓管に設けられ前記ナイフの前進終端を規制する第 1 のストッパ部材と、前記可撓管に設けられ前

3

記ナイフの後退終端を規制する第2のストッパ部材と、前記第1のストッパ部材と当接して前記ナイフが可撓管の先端から突出する長さを規制するとともに、前記第2のストッパ部材に当接して前記ナイフのそれ以上の後退を抑制するストッパ受部とを具備し、前記第2のストッパ部材を、前記可撓管内であって可撓管の先端から20mm以内の位置に設けたものである。

【0008】

【作用】上記構成により、第2のストッパ部材が高周波切開用ナイフの可撓管内への引込みすぎを防止するため、前記高周波切開具を内視鏡のチャンネル内に挿通して高周波切開具の先端部を鉗子起上装置によって起立させる際、前記ナイフは既に内視鏡の先端から突出した可撓管の先端部内に位置している。

【0009】

【実施例】以下、図面を参照しつつ本発明の実施例を説明する。

【0010】図1および図2は本発明の第1の実施例を示すものである。図1に示すように、本実施例の高周波切開具1は、内視鏡25の鉗子用チャンネル26（図2参照）内に挿通される電気絶縁性の可撓管2と、この可撓管2の基端部に設けられた操作部3とからなる。操作部3は、図示しないコードを介して高周波発生装置（図示せず）に電気的に接続されている。

【0011】可撓管2の先端部内には、筒状の第1のストッパ部材4が嵌着されている。また、第1のストッパ部材4より基端側の可撓管2内であって、可撓管2の先端から距離Lの部位には筒状の第2のストッパ部材5が嵌着されており、前記距離Lは20mm以内となっている。そして、第1のストッパ部材4と第2のストッパ部材5によって挟まれた空間8内には高周波切開用の針状のナイフ6が収容されている。ナイフ6には、前記高周波発生装置からの高周波電流が、操作部3および後述する操作ワイヤ14を介して供給される。

【0012】第1のストッパ部材4の孔9の内面には段差部12が設けられており、この段差部12によって孔9内には大径部11と小径部10が形成されている。また、第1のストッパ部材4は、前記孔9を通じてナイフ6を可撓管2の外部へ案内できるようにしている。

【0013】ナイフ6の基端には、第1のストッパ部材4の前記段差部12および第2のストッパ部材5と当接し得るストッパ受部7が設けられている。また、ナイフ6は、このストッパ受部7を介して、可撓管2内に挿通され第2のストッパ部材5の孔16を通じて前記空間8内に案内された操作ワイヤ14の一端に接続されている。また、操作ワイヤ14の他端は、操作部3に設けられてその軸方向に沿ってスライド可能なワイヤ操作ハンドル15に接続されている。つまり、ワイヤ操作ハンドル15を進退させることによってワイヤ14を押し引き操作すれば、ナイフ6を可撓管2の先端から突没自在に

4

操作できるとともに、ナイフ6のストッパ受部7を前記空間8内のみに進退させることができるものである。

【0014】なお、可撓管2と操作部3との間には送液用のコック17が介装されており、高周波切開具1は、このコック17を通じて、薬液等を、可撓管2の先端に送って先端開口13より外部へ放出できるようになっている。また、送液用コック17は、可撓管2の長軸を軸心として回転自在なコック本体18と、コック本体18に設けられ可撓管2の長軸に対し垂直方向に延びる口金部19とからなる。口金部19は、上部に設けられた口金本体19aと、この口金本体19aの下部に設けられ内部にブレード20を有する柔軟部19bとから構成されている。そして、この柔軟部19bによって、口金部19を任意の方向へ向けることができる。なお、柔軟部19bを曲り易い材料にて形成すれば、口金部19を任意の方向に保持することができ有益である。

【0015】次に、上記構成の高周波切開具1の動作について説明する。

【0016】まず、ワイヤ操作ハンドル15を前進させて操作ワイヤ14を前方に押出すと、ナイフ6は、前記空間8内を可撓管2の先端に向かって移動し、第1のストッパ部材4の孔9によって可撓管の先端開口13へ案内されて外部に突出する。この際、ナイフ6の基端に設けられたストッパ受部7も前記孔9の大径部11内を案内されるが、ストッパ受部7が段差部12に突当ることによって、ナイフ6は、外部へのそれ以上の突出が抑制される。

【0017】また、逆に、ワイヤ操作ハンドル15を後退させて操作ワイヤ14を後方に引込むと、ナイフ6は、前記空間8内を可撓管2の基端に向かって移動するが、ストッパ受部7が第2のストッパ部材5に突当ることによって、可撓管2内におけるそれ以上の後退を抑制される。

【0018】次に、上記構成の高周波切開具1が挿通される内視鏡について説明する。

【0019】図2に示すように、内視鏡25の先端部には光学観察系を組み込んだ先端構成部27が設けられており、この先端構成部27には鉗子起上装置28が設けられている。鉗子起上装置28は、摺動抵抗の低減や錆等の防止を図るため、樹脂性のピン29によって先端構成部27に対し回転自在に固定されている。また、内視鏡25は高周波切開具1が挿通される鉗子用チャンネル26を有している。この鉗子用チャンネル26を形成する外管30は、口金31によって先端構成部27に接続されており、これによって、鉗子用チャンネル26は、先端構成部27に設けられ鉗子等を内視鏡25外部へ案内する鉗子案内孔32と連通するものである。また、鉗子用の挿通性の向上を図るため、鉗子案内孔32の出口付近の孔径Dは、鉗子用チャンネル26の内径dよりも

5

大きく形成されている。鉗子用チャンネル 26 の内径 d は、2 mm ~ 5.5 mm に形成されており、また、鉗子案内孔 32 の出口付近の孔径 D は、チャンネル 26 の内径 d の略 1.1 倍の大きさに形成されているものである。

【0020】次に、高周波切開具 1 を前記内視鏡 25 に挿通して使用した際の動作について説明する。

【0021】まず、ナイフ 6 を可撓管 2 内に引込んだ状態で高周波切開具 1 を内視鏡 5 の鉗子用チャンネル 26 内に挿通し、先端構成部 27 の鉗子案内孔 32 を通じて高周波切開具 1 の先端部を内視鏡 25 の先端から突出させる。その後、高周波切開具 1 の先端部を、鉗子起上装置 28 を起立させることによって湾曲させ、切開しようとする目的部位、例えば十二指腸乳頭部へに近付けるが、この時、ナイフ 6 は既に内視鏡 25 の先端から突出した可撓管 2 の先端部に位置している。つまり、通常の切開作業において、内視鏡の先端より突出させる高周波切開具 1 の先端部の長さは 20 mm を以上である場合が多く、また、本実施例における高周波切開具 1 は、第 2 のストッパ部材 5 が可撓管 2 の先端から 20 mm 以内の部位に位置しているため、前記鉗子起上装置 28 の起立作動時には既にナイフ 6 が内視鏡 25 の先端より突出しているものである。

【0022】そして、上記操作の後、可撓管 2 内のナイフ 6 を前述したワイヤ操作によって高周波切開具 1 の先端より押出し、前記目的部位の組織に刺通し、ナイフ 6 に高周波電流を供給しながら切開するものである。

【0023】以上説明したように本実施例の高周波切開具 1 によれば、鉗子起上装置 28 の作動時、ナイフ 6 は既に内視鏡 25 の先端から突出した可撓管 2 の先端部に位置しているため、ナイフ 6 が鉗子起上装置によって曲げられる危険性は少ない。また、ナイフ 6 の前方で鉗子起上装置 28 を作動させることもないため、ナイフ 6 が鉗子起上装置の湾曲部位 28a で引掛かり、高周波切開具 1 の先端から突出不可能となることもない。

【0024】図 3 は本発明の第 2 の実施例を示すものである。本実施例の高周波切開具 40 は、ナイフ 6 が収容される空間 8 の長さを、ナイフ 6 の長さでストッパ受部 7 の長さとの和に等しくし、第 2 のストッパ部材 5 の可撓管 2 先端からの距離を第 1 の実施例よりさらに縮めたものである。それ以外の構成は第 1 の実施例と同一である。

【0025】上記構成によって、ナイフ 6 の可撓管 2 内

6

における後退距離は第 1 の実施例よりも短くなるため、鉗子起上装置 28 の作動時、ナイフ 6 は、内視鏡 25 の先端から突出をした可撓管 2 の先端部内のさらに前方に位置していることになる。したがって、ナイフ 6 が曲げられる危険性は第 1 の実施例よりも少なくなる。

【0026】図 4 は本発明の第 3 の実施例を示すものである。本実施例の高周波切開具 45 は、第 1 のストッパ部材 4 と第 2 のストッパ部材 5 を一体的に形成した筒状の先端部材 46 を可撓管 2 の先端部内に嵌着したものである。それ以外の構成は第 2 の実施例と同一である。

【0027】上記構成によって、ナイフ 6 はその周囲を硬質な先端部材 46 の側壁で覆われるため、ナイフ 6 が鉗子起上装置 28 上に位置している際に、誤って鉗子起上装置 28 を作動させてしまっても、ナイフ 6 を曲げてしまうことはない。

【0028】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、鉗子起上装置の作動時、鉗子起上装置によって切開用のナイフが曲げられたり、突出不能になることを防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施例を示す高周波切開具の部分断面図である。

【図 2】図 1 の高周波切開具を内視鏡内に挿通して起上させた様子を示す断面図である。

【図 3】本発明の第 2 の実施例を示す高周波切開具の先端部付近を示す断面図である。

【図 4】本発明の第 3 の実施例を示す高周波切開具の先端部付近を示す断面図である。

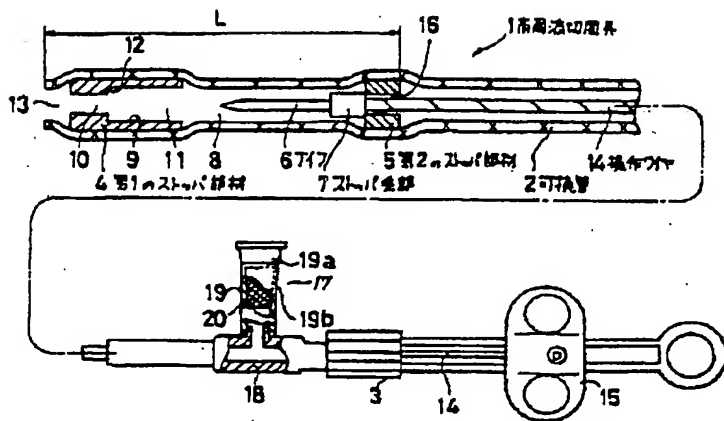
【図 5】高周波切開具の従来例を示す部分断面図である。

【図 6】図 5 の高周波切開具を内視鏡内に挿通して起上させた様子を示す概略図である。

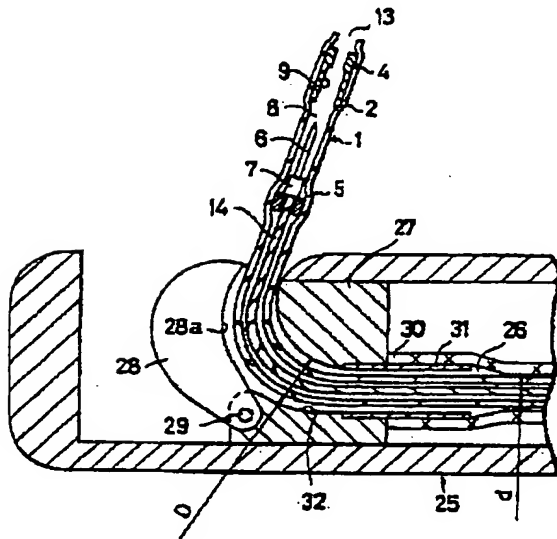
【符号の説明】

- 1, 40, 45…高周波切開具
- 2…可撓管
- 4…第 1 のストッパ部材
- 5…第 2 のストッパ部材
- 6…ナイフ
- 7…ストッパ受部
- 14…操作ワイヤ
- 25…内視鏡
- 26…チャンネル

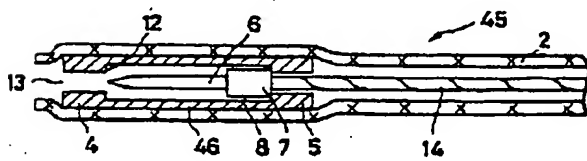
【図1】



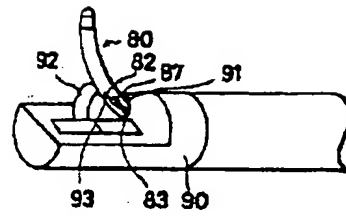
【図2】



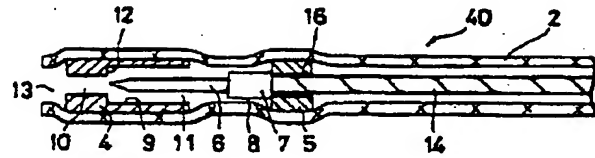
【図4】



【図6】



【図3】



【図5】

